

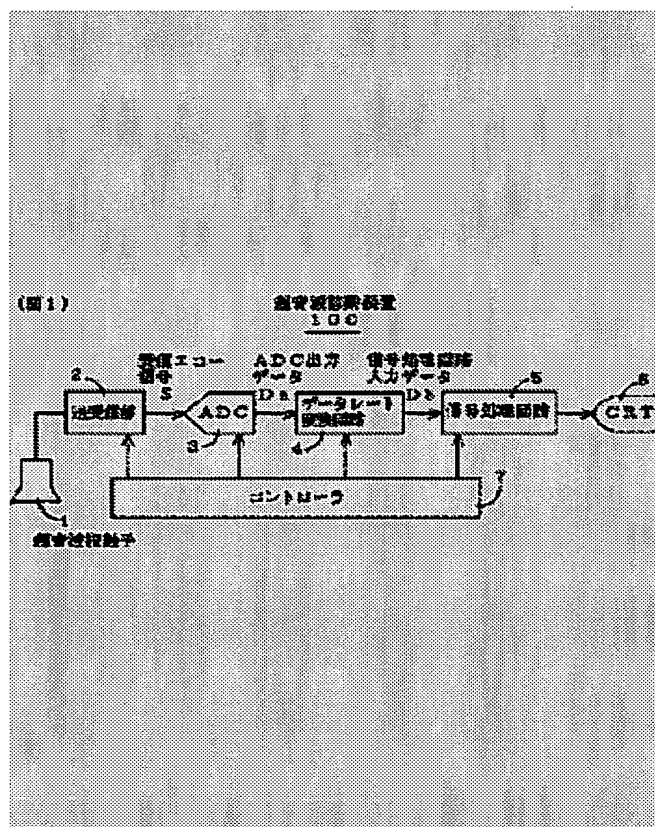
ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE

Patent number: JP2002263104
Publication date: 2002-09-17
Inventor: INETAMA MITSUYOSHI
Applicant: GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC
Classification:
- **International:** A61B8/14; H03M1/12; H04R3/00
- **European:**
Application number: JP20010051404 20010227
Priority number(s): JP20010051404 20010227

Abstract of JP2002263104

PROBLEM TO BE SOLVED: To suppress the acceleration of the circuit of a stage after an ADC 3.

SOLUTION: A data rate conversion circuit 4 is interposed between the ADC 3 and a signal processing circuit 5. The ADC 3 successively converts reception echo signals to digital data in a first sampling cycle or a second sampling cycle longer than the first sampling cycle and outputs them. The data rate conversion circuit 4 inputs the digital data successively outputted in the first sampling cycle, converts them to the second sampling cycle and outputs them or inputs the digital data successively outputted in the second sampling cycle and outputs them in the second sampling cycle. Thus, since it is sufficient to perform an operation in the second sampling cycle in the signal processing circuit 5 and the succeeding stages, cost increase is suppressed.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2002-263104
(P2002-263104A)

(43) 公開日 平成14年9月17日 (2002.9.17)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/14		A 6 1 B 8/14	4 C 3 0 1
H 0 3 M 1/12		H 0 3 M 1/12	C 5 D 0 1 9
H 0 4 R 3/00	3 3 0	H 0 4 R 3/00	3 3 0 5 J 0 2 2

審査請求 未請求 請求項の数5 OL (全8頁)

(21) 出願番号 特願2001-51404(P2001-51404)

(22) 出願日 平成13年2月27日 (2001.2.27)

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・
53188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
ュー・プールバード・ダブリュー・710・
3000

(74) 代理人 100095511

弁理士 有近 紳志郎

最終頁に続く

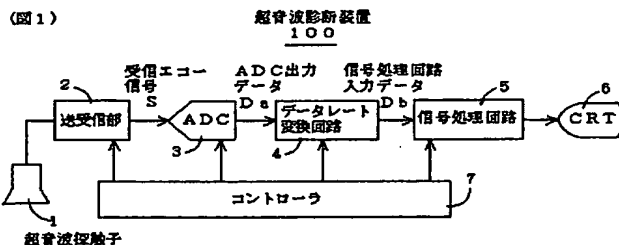
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 ADC 3 より後段の回路の高速化を抑制する。

【解決手段】 ADC 3 と信号処理回路 5 の間にデータレート変換回路 4 を介設する。ADC 3 は、受信エコー信号を第一のサンプリング周期または第一のサンプリング周期より長い第二のサンプリング周期で次々にデジタルデータに変換し出力する。データレート変換回路 4 は、第一のサンプリング周期で次々に出力されるデジタルデータを入力し第二のサンプリング周期に変換して出力するか又は第二のサンプリング周期で次々に出力されるデジタルデータを入力し第二のサンプリング周期で出力する。

【効果】 信号処理回路 5 以降は第二のサンプリング周期で動作すれば足るので、コストアップを抑えられる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 圧電振動子を有する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して被検体内に超音波パルスを送信しそれに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成する送受信手段と、前記受信エコー信号を第一のサンプリング周期または該第一のサンプリング周期より長い第二のサンプリング周期で次々にデジタルデータに変換し前記第一のサンプリング周期に合わせた出力時間または第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ出力する AD 変換手段と、前記 AD 変換手段から前記第一のサンプリング周期で次々に出力されるデジタルデータを入力し前記第二のサンプリング周期に変換し且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力すると共に前記 AD 変換手段から前記第二のサンプリング周期で次々に出力されるデジタルデータを入力し該第二のサンプリング周期で且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力するデータレート変換手段と、前記データレート変換手段から出力されるデジタルデータを信号処理して超音波画像を生成する信号処理手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記データレート変換手段は、前記 AD 変換手段からデジタルデータが出力される周期に合わせた書込周期で前記デジタルデータを記憶すると共に前記第二のサンプリング周期に合わせた読出周期で前記デジタルデータを読み出すデュアルポート RAM を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 圧電振動子を有する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して被検体内に超音波パルスを送信しそれに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成する送受信手段と、前記受信エコー信号を第一のサンプリング周期で次々にデジタルデータに変換し前記第一のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ出力する AD 変換手段と、前記 AD 変換手段から次々に出力されるデジタルデータを入力し前記第一のサンプリング周期より長い第二のサンプリング周期に変換し且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力するか又は前記 AD 変換手段から次々に出力されるデジタルデータを入力し複数のデジタルデータを合成しその合成結果のデジタルデータを前記第二のサンプリング周期で且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力するデータレート変換手段と、前記データレート変換手段から出力されるデジタルデータを信号処理して超音波画像を生成する信号処理手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 3 に記載の超音波診断装置において、前記データレート変換手段は、前記第一のサンプリング周期に合わせた書込周期で前記デジタルデータを記

憶すると共に前記第二のサンプリング周期に合わせた読出周期で前記デジタルデータを読み出すか又は前記第一のサンプリング周期に合わせた読出周期で前記デジタルデータを読み出すデュアルポート RAM と、前記デュアルポート RAM から前記第一のサンプリング周期に合わせた読出周期で次々に出力されるデジタルデータを入力し複数のデジタルデータを合成しその合成結果のデジタルデータを前記第二のサンプリング周期で且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力するフィルタ／補間手段と、前記デュアルポート RAM から出力されるデジタルデータまたは前記フィルタ／補間手段から出力される合成結果のデジタルデータのいずれかを選択し出力するセレクト手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 3 に記載の超音波診断装置において、前記データレート変換手段は、前記第一のサンプリング周期に合わせた書込周期で前記デジタルデータを記憶すると共に前記第二のサンプリング周期に合わせた読出周期で前記デジタルデータを読み出すか又は前記第一のサンプリング周期に合わせた読出周期で前記デジタルデータを読み出すデュアルポート RAM と、前記デュアルポート RAM から前記第二のサンプリング周期に合わせた読出周期で次々に出力されるデジタルデータを入力し前記第二のサンプリング周期で且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力するか又は前記デュアルポート RAM から前記第一のサンプリング周期に合わせた読出周期で次々に出力されるデジタルデータを入力し複数のデジタルデータを合成しその合成結果のデジタルデータを前記第二のサンプリング周期で且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力するフィルタ／補間手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、受信エコー信号をデジタルデータに変換する AD 変換手段よりも後段の回路の動作速度を高速化しなくて済むようにした超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 図 11 は、従来の超音波診断装置の一例の構成図である。この超音波診断装置 500 は、多数の圧電振動子を有する超音波探触子 1 と、前記超音波探触子 1 を駆動して被検体内に超音波パルスを送信しそれに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号 S を生成する送受信部 2 と、前記受信エコー信号 S をデジタルデータに変換し ADC 出力データ Da として出力する ADC (Analog to Digital Converter) 3 と、前記 ADC 3 から出力される ADC 出力データ Da を信号処理して超音波画像を生成する信号処理回路 55 と、前記超音

波画像を表示する画像表示装置 6 と、全体を制御するコントローラ 57 とを具備している。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】超音波診断装置における高周波特性はADCのサンプリング周波数に依存するため、画質を向上させるにはADCを高速化する必要がある。しかし、上記従来の超音波診断装置 500 では、ADC 3 を高速化すると、信号処理回路 55 も合わせて高速化する必要があり、コストアップとなる問題点がある。そこで、本発明の目的は、ADC よりも後段の回路を高速化しなくて済むようにした超音波診断装置を提供することにある。

【0004】

【課題を解決するための手段】第一の観点では、本発明は、圧電振動子を有する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して被検体内に超音波パルスを送信しそれに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成する送受信手段と、前記受信エコー信号を第一のサンプリング周期または該第一のサンプリング周期より長い第二のサンプリング周期で次々にデジタルデータに変換し前記第一のサンプリング周期または第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ出力するAD変換手段と、前記AD変換手段から前記第一のサンプリング周期で次々に出力されるデジタルデータを入力し前記第二のサンプリング周期に変換し且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力すると共に前記AD変換手段から前記第二のサンプリング周期で次々に出力されるデジタルデータを入力し該第二のサンプリング周期で且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力するデータレート変換手段と、前記データレート変換手段から出力されるデジタルデータを信号処理して超音波画像を生成する信号処理手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第一の観点による超音波診断装置では、AD変換手段が比較的高速の第一のサンプリング周期または比較的低速の第二のサンプリング周期で動作する。そこで、画質を向上させることが必要な場合は第一のサンプリング周期で動作させ、通常の画質でよい場合は第二のサンプリング周期で動作させることが出来る。そして、AD変換手段が第一のサンプリング周期で動作する時はデジタルデータが比較的高速の周期で次々に出力されるが、そのデジタルデータをデータレート変換手段が受け取って比較的低速の第二のサンプリング周期に合わせた周期に変換して信号処理回路に渡す。このため、信号処理回路は高速化しなくても済み、コストアップを避けられる。

【0005】なお、AD変換手段が第一のサンプリング周期で動作する時の1音線の処理に要する時間が伸びるためにフレームレートが低下することになるが、AD変換手段を第一のサンプリング周期で動作させる時はBモ

ードでFOV (Field Of View) の浅い所を診る場合がほとんどなので、フレームレートの低下は実用上問題にならない。また、B/CFM (Color Flow Mapping) の場合は、Bモードの処理とCFMモードの処理とを並列に行えば、フレームレートの低下はキャンセルできる。

【0006】第2の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記データレート変換手段は、前記AD変換手段からデジタルデータが出力される周期に合わせた書込周期で前記デジタルデータを記憶すると共に前記第二のサンプリング周期に合わせた読出周期で前記デジタルデータを読み出すデュアルポートRAM (Random Access Memory) を有することを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第2の観点による超音波診断装置では、データレート変換手段をデュアルポートRAMにより実現できる。

【0007】第3の観点では、本発明は、圧電振動子を有する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して被検体内に超音波パルスを送信しそれに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成する送受信手段と、前記受信エコー信号を第一のサンプリング周期で次々にデジタルデータに変換し前記第一のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ出力するAD変換手段と、前記AD変換手段から次々に出力されるデジタルデータを入力し前記第一のサンプリング周期より長い第二のサンプリング周期に変換し且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力するか又は前記AD変換手段から次々に出力されるデジタルデータを入力し複数のデジタルデータを合成しその合成結果のデジタルデータを前記第二のサンプリング周期で且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力するデータレート変換手段と、前記データレート変換手段から出力されるデジタルデータを信号処理して超音波画像を生成する信号処理手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第3の観点による超音波診断装置では、AD変換手段が比較的高速の第一のサンプリング周期で動作する。このため、AD変換手段からデジタルデータが比較的高速の周期で次々に出力されるが、画質を向上させることが必要な場合は、そのデジタルデータをデータレート変換手段が受け取って比較的低速の第二のサンプリング周期に合わせた周期に変換して信号処理回路に渡す。また、通常の画質でよい場合は、複数のデジタルデータを合成しその合成結果のデジタルデータを比較的低速の第二のサンプリング周期に合わせた周期で信号処理回路に渡す。このため、信号処理回路は高速化しなくても済み、コストアップを避けられる。また、通常の画質でよい場合のノイズ特性を向上できる。

【0008】第4の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記データレート変換手段は、前記第一のサンプリング周期に合わせた書込周期で前記

デジタルデータを記憶すると共に前記第二のサンプリング周期に合わせた読出周期で前記デジタルデータを読み出すか又は前記第一のサンプリング周期に合わせた読出周期で前記デジタルデータを読み出すデュアルポートRAMと、前記デュアルポートRAMから前記第一のサンプリング周期に合わせた読出周期で次々に出力されるデジタルデータを入力し複数のデジタルデータを合成しその合成結果のデジタルデータを前記第二のサンプリング周期で且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力するフィルタ／補間手段と、前記デュアルポートRAMから出力されるデジタルデータまたは前記フィルタ／補間手段から出力される合成結果のデジタルデータのいずれかを選択し出力するセクタ手段とを有することを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第4の観点による超音波診断装置では、データレート変換手段をデュアルポートRAMとフィルタ／補間手段とセクタ手段とにより実現できる。

【0009】第5の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記データレート変換手段は、前記第一のサンプリング周期に合わせた書込周期で前記デジタルデータを記憶すると共に前記第二のサンプリング周期に合わせた読出周期で前記デジタルデータを読み出すか又は前記第一のサンプリング周期に合わせた読出周期で前記デジタルデータを読み出すデュアルポートRAMと、前記デュアルポートRAMから前記第二のサンプリング周期に合わせた読出周期で次々に出力されるデジタルデータを入力し前記第二のサンプリング周期で且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力するか又は前記デュアルポートRAMから前記第一のサンプリング周期に合わせた読出周期で次々に出力されるデジタルデータを入力し複数のデジタルデータを合成しその合成結果のデジタルデータを前記第二のサンプリング周期で且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に出力するフィルタ／補間手段とを有することを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第5の観点による超音波診断装置では、データレート変換手段をデュアルポートRAMとフィルタ／補間手段とにより実現できる。

【0010】

【発明の実施の形態】以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0011】—第一の実施形態—

図1は、本発明の第一の実施形態にかかる超音波診断装置の要部を示す構成図である。この超音波診断装置100は、多数の圧電振動子を有する超音波探触子1と、前記超音波探触子1を駆動して被検体内に超音波パルスを送信しそれに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号Sを生成する送受信部2と、前記受信エコー信号Sを第一のサンプリング周期（例えば80MHz）また

は第二のサンプリング周期（例えば40MHz）でデジタルデータに変換しADC出力データDaとして前記第一のサンプリング周期に合わせた出力時間（例えば12.5ns）または第二のサンプリング周期に合わせた出力時間（例えば25ns）ずつ出力するADC3と、前記ADC3から前記第一のサンプリング周期で次々に出力されるADC出力データDaを入力し前記第二のサンプリング周期に変換し且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に信号処理回路入力データDbとして出力すると共に前記ADC3から前記第二のサンプリング周期で次々に出力されるADC出力データDaを入力し該第二のサンプリング周期で且つ該第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順に信号処理回路入力データDbとして出力するデータレート変換回路4と、前記データレート変換回路4から出力される信号処理回路入力データDbを信号処理して超音波画像を生成する信号処理回路5と、前記超音波画像を表示する画像表示装置6と、全体を制御するコントローラ7とを具備している。

【0012】図2は、ADC3およびデータレート変換回路4の詳細構成図である。ADC3は、コントローラ7から供給されるサンプリングクロックCLにより受信エコー信号Sをデジタルデータに変換しADC出力データDaとして出力する。データレート変換回路4は、デュアルポートRAM40からなる。

【0013】デュアルポートRAM40は、1音線分の記憶容量を持ち、コントローラ7から供給される書込アドレスAwによりADC出力データDaを書き込み、コントローラ7から供給される読出アドレスArによりデジタルデータを読み出して信号処理回路入力データDbとして出力する。

【0014】コントローラ7は、超音波探触子1の種類や表示モードやFOVによって、ADC3およびデュアルポートRAM40を高速動作または低速動作させる。ここで、高速動作／低速動作とは、相互を比較して高速／低速という意味である。例えば、超音波探触子1の種類が高周波プローブで、表示モードがBモードで、FOVが浅い場合に、ADC3およびデュアルポートRAM40を高速動作させ、それ以外ではADC3およびデュアルポートRAM40を低速動作させる。

【0015】図3は、この高速動作時のタイミングチャートである。サンプリングクロックCLは、第一のサンプリング周期のクロック信号がADC3に供給される。ADC出力データDaは、第一のサンプリング周期で且つこれに合わせた出力時間でデジタルデータD0, D1, …がADC3から次々に出力される。書込アドレスAwは、デジタルデータD0, D1, …が次々に出力されるタイミングに合わせてアドレスA0, A1, …の順に更新される。この結果、デュアルポートRAM40のアドレスA0, A1, …にデジタルデータD0, D1,

…が記憶される。読出アドレスA_rは、第二のサンプリング周期に合わせたタイミングでアドレスA₀, A₁, …の順に更新される。この結果、デュアルポートRAM 40のアドレスA₀, A₁, …から、第二のサンプリング周期で且つ第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつデジタルデータD₀, D₁, …が順に読み出され出力される。

【0016】図4は、この低速動作時のタイミングチャートである。サンプリングクロックC_Lは、第二のサンプリング周期のクロック信号がADC 3に供給される。ADC出力データD_aは、第二のサンプリング周期で且つこれに合わせた出力時間でデジタルデータD₀, D₁, …がADC 3から次々に出力される。書込アドレスA_wは、デジタルデータD₀, D₁, …が次々に出力されるタイミングに合わせてアドレスA₀, A₁, …の順に更新される。この結果、デュアルポートRAM 40のアドレスA₀, A₁, …にデジタルデータD₀, D₁, …が記憶される。読出アドレスA_rは、第二のサンプリング周期に合わせたタイミングでアドレスA₀, A₁, …の順に更新される。この結果、デュアルポートRAM 40のアドレスA₀, A₁, …から、第二のサンプリング周期で且つ第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつデジタルデータD₀, D₁, …が順に読み出され出力される。

【0017】以上の第一の実施形態にかかる超音波診断装置100によれば、信号処理回路5より後段の回路は常に第二のサンプリング周期で動作すれば足りることになり、高速化しなくても済むため、コストアップを避けることが出来る。

【0018】図5は、上記第一の実施形態にかかる超音波診断装置100の変形例である。データレート変換回路4を、デュアルポートRAM 40とセレクト42とから構成してもよい。セレクト42は、コントローラ7からの選択信号S_Lに応じて、高速動作時はデュアルポートRAM 40からの読出データD_cを選択し、低速動作時はADC出力データD_aを選択する。

【0019】—第二の実施形態—

図6は、本発明の第二の実施形態にかかる超音波診断装置におけるデータレート変換回路4を示す詳細構成図である。なお、超音波診断装置の全体構成は、図1と同じである。ADC 3は、コントローラ7から供給されるサンプリングクロックC_Lにより受信エコー信号Sをデジタルデータに変換しADC出力データD_aとして出力する。データレート変換回路4は、デュアルポートRAM 40と、フィルタ/補間回路41と、セレクト42とからなる。

【0020】デュアルポートRAM 40は、1音線分の記憶容量を持ち、コントローラ7から供給される書込アドレスA_wによりADC出力データD_aを書き込み、コントローラ7から供給される読出アドレスA_rによりデ

ジタルデータを読み出して読出データD_cとして出力する。

【0021】フィルタ/補間回路41は、デュアルポートRAM 40から第一のサンプリング周期に合わせた読出周期で次々に出力される読出データD_cを入力し複数の読出データD_cを合成し、その合成結果のデジタルデータを第二のサンプリング周期で且つ第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつ順にフィルタ出力データD_dとして出力する。

【0022】セレクト42は、コントローラ7からの選択信号S_Lに応じて、デュアルポートRAM 40からの読出データD_cまたはフィルタ/補間回路41からのフィルタ出力データD_dを選択する。

【0023】コントローラ7は、ADC 3およびデュアルポートRAM 40を常に高速動作させるが、超音波探触子1の種類や表示モードやFOVによって、セレクト42で読出データD_cまたはフィルタ出力データD_dのいずれかを選択する。例えば、超音波探触子1の種類が高周波プローブで、表示モードがBモードで、FOVが浅い場合に、読出データD_cを選択し、それ以外ではフィルタ出力データD_dを選択する。

【0024】図7は、セレクト42で読出データD_cを選択する時のタイミングチャートである。サンプリングクロックC_Lは、第一のサンプリング周期のクロック信号がADC 3に供給される。ADC出力データD_aは、第一のサンプリング周期で且つこれに合わせた出力時間でデジタルデータD₀, D₁, …がADC 3から次々に出力される。書込アドレスA_wは、デジタルデータD₀, D₁, …が次々に出力されるタイミングに合わせてアドレスA₀, A₁, …の順に更新される。この結果、デュアルポートRAM 40のアドレスA₀, A₁, …にデジタルデータD₀, D₁, …が記憶される。読出アドレスA_rは、第二のサンプリング周期に合わせたタイミングでアドレスA₀, A₁, …の順に更新される。この結果、デュアルポートRAM 40のアドレスA₀, A₁, …から、第二のサンプリング周期で且つ第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつデジタルデータD₀, D₁, …が順に読み出され読出データD_cとして出力される。この読出データD_cが、信号処理回路入力データD_bとなる。

【0025】図8は、セレクト42でフィルタ出力データD_dを選択する時のタイミングチャートである。サンプリングクロックC_Lは、第一のサンプリング周期のクロック信号がADC 3に供給される。ADC出力データD_aは、第一のサンプリング周期で且つこれに合わせた出力時間でデジタルデータD₀, D₁, …がADC 3から次々に出力される。書込アドレスA_wは、デジタルデータD₀, D₁, …が次々に出力されるタイミングに合わせてアドレスA₀, A₁, …の順に更新される。この結果、デュアルポートRAM 40のアドレスA₀, A

1, …にデジタルデータD0, D1, …が記憶される。読出アドレスArは、第一のサンプリング周期に合わせたタイミングでアドレスA0, A1, …の順に更新される。この結果、デュアルポートRAM40のアドレスA0, A1, …から、第一のサンプリング周期で且つ第一のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつデジタルデータD0, D1, …が順に読み出され読出データDcとして出力される。フィルタ出力データDdは、第二のサンプリング周期で且つ第二のサンプリング周期に合わせた出力時間ずつフィルタードデータFD0, FD1, …が生成され出力される。例えば、 $FD_i = f_1 \cdot D_{2i} + f_2 \cdot D_{2i+1}$ 、f1, f2はフィルタ係数で、 $f_1 + f_2 = 1$ である。このフィルタ出力データDdが、信号処理回路入力データDbとなる。

【0026】以上の第二の実施形態にかかる超音波診断装置によれば、信号処理回路5より後段の回路は常に第二のサンプリング周期で動作すれば足りることになり、高速化しなくても済むため、コストアップを避けることが出来る。また、通常のプロープが使用された時のノイズ特性を向上できる。

【0027】—第三の実施形態—

図9は、本発明の第三の実施形態にかかる超音波診断装置におけるデータレート変換回路4を示す詳細構成図である。なお、超音波診断装置の全体構成は、図1と同じである。このデータレート変換回路4は、図6のセクタ42の機能をフィルタ/補間回路41に持たせた構成以外は前記第二の実施形態と同じである。

【0028】コントローラ7は、フィルタ/補間回路41に与える制御信号によりフィルタ/補間回路41での処理を切り替えて、図6の読出データDcおよびフィルタ出力データDdと同等のデータを生成し、出力する。

【0029】図10は、前記第二の実施形態に係る超音波診断装置の変形例である。フィルタ/補間回路41にADC出力データDaを直接入力してもよい。

【0030】

【発明の効果】本発明の超音波診断装置によれば、受信エコー信号をデジタルデータに変換するAD変換手段よりも後段の回路の動作速度を高速化しなくて済むように

なり、コストアップを抑えることが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図1】第一の実施形態にかかる超音波診断装置の要部を示す構成図である。

【図2】第一の実施形態にかかるデータレート変換回路の詳細構成図である。

【図3】第一の実施形態にかかるデータレート変換回路の高速動作を示すタイミング図である。

【図4】第一の実施形態にかかるデータレート変換回路の低速動作を示すタイミング図である。

【図5】第一の実施形態にかかるデータレート変換回路の変形例を示す詳細構成図である。

【図6】第二の実施形態にかかるデータレート変換回路の詳細構成図である。

【図7】第二の実施形態にかかるデータレート変換回路の読出データ選択時の動作を示すタイミング図である。

【図8】第二の実施形態にかかるデータレート変換回路のフィルタ出力データ選択時の動作を示すタイミング図である。

【図9】第三の実施形態にかかるデータレート変換回路の詳細構成図である。

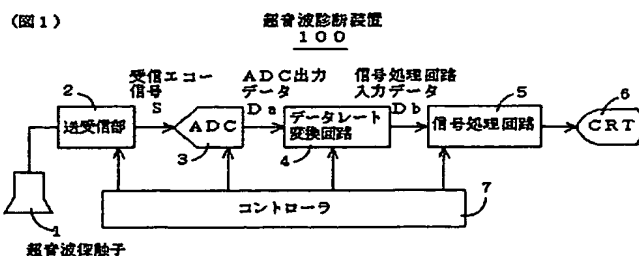
【図10】第二の実施形態にかかるデータレート変換回路の変形例を示す詳細構成図である。

【図11】従来の超音波診断装置の一例の要部を示す構成図である。

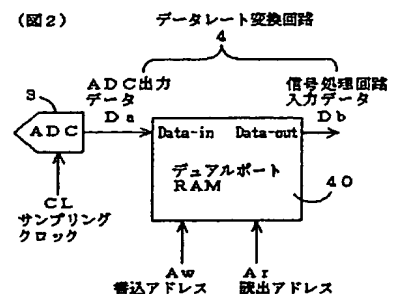
【符号の説明】

1	超音波探触子
2	送受信部
3	ADC
4	データレート変換回路
5	信号処理回路
6	画像表示装置
7	コントローラ
40	デュアルポートRAM
41	フィルタ/補間回路
42	セクタ
100	超音波診断装置

【図1】

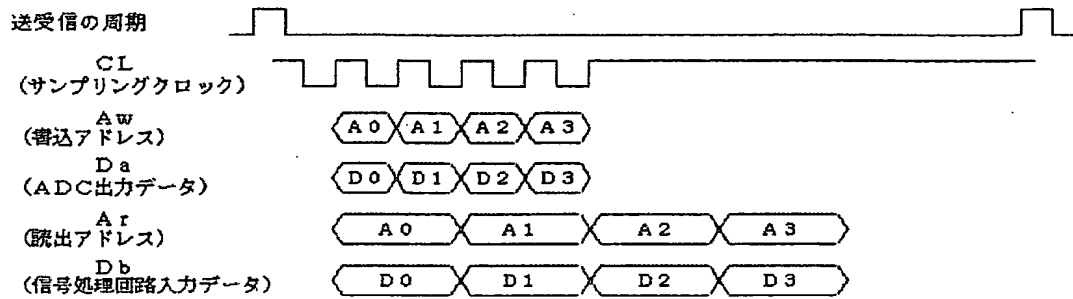


【図2】



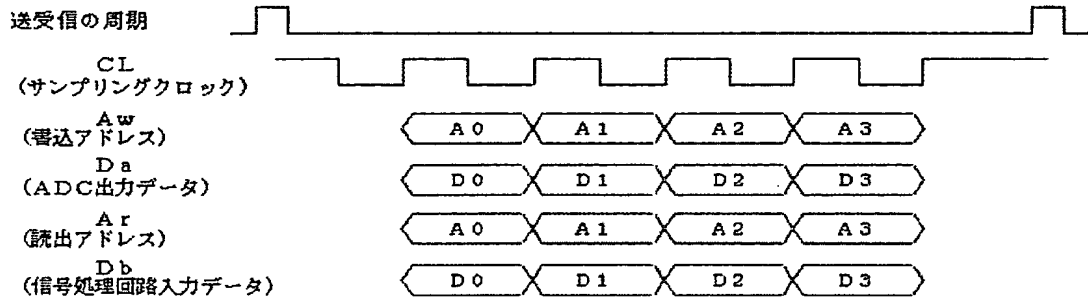
【図3】

(図3)

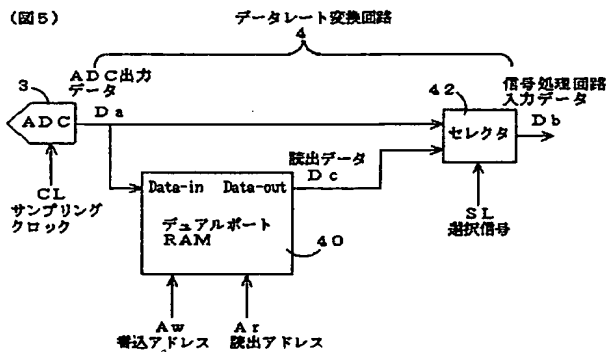


【図4】

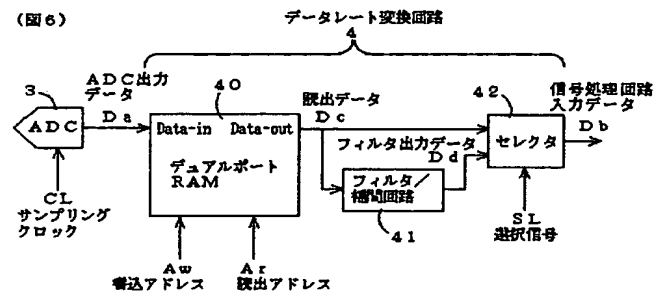
(図4)



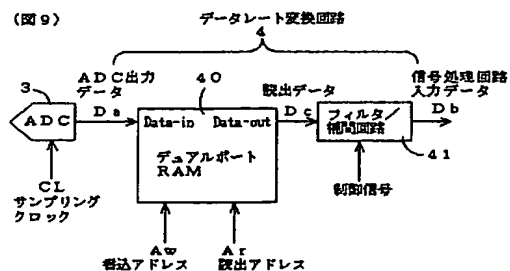
【図5】



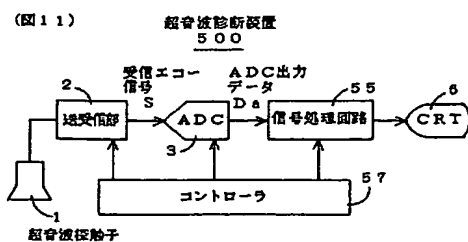
【図6】



【図9】

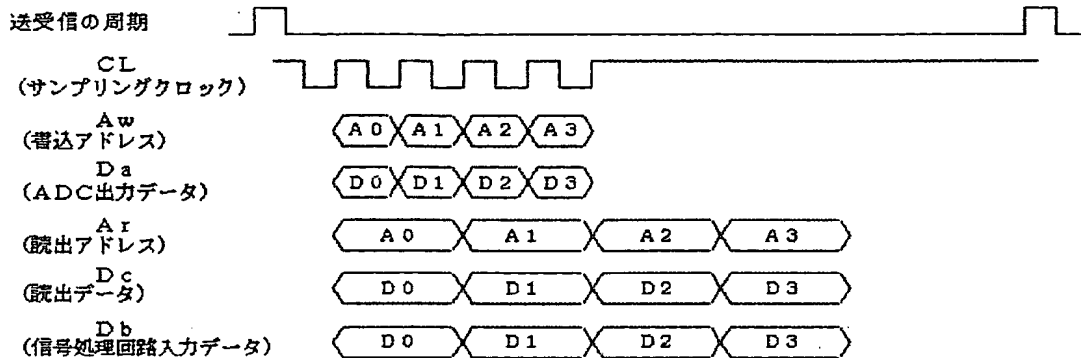


【図11】



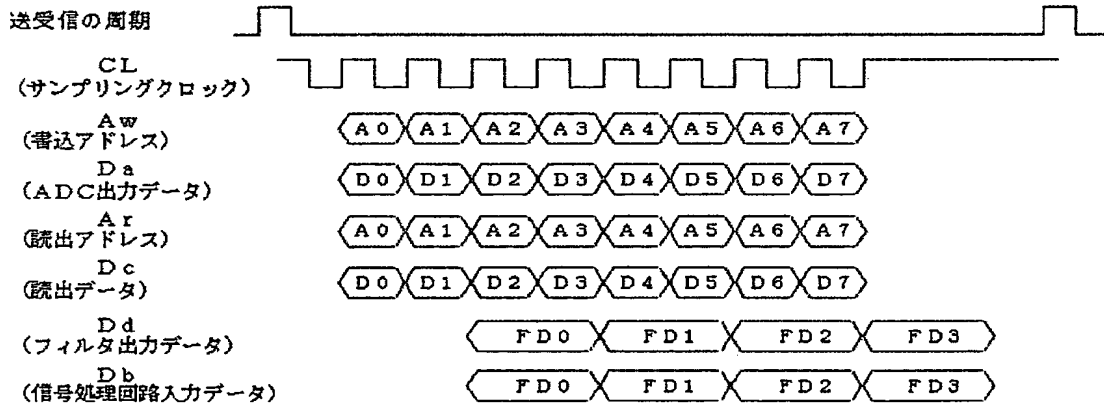
【図7】

(図7)

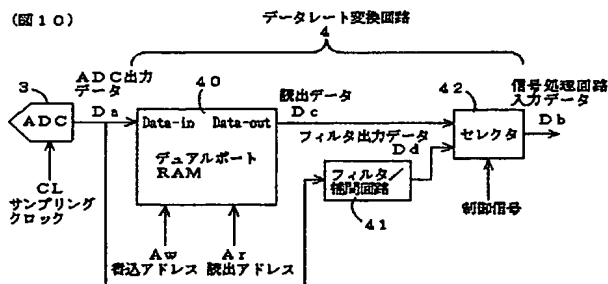


【図8】

(図8)



【図10】



フロントページの続き

(72) 発明者 稲玉 充善
東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

Fターム(参考) 4C301 AA02 CC02 EE17 JB03 JB06
JB35 JB50 JC01 KK22 LL05
5D019 BB07 FF04
5J022 AA01 CA10 CD02 CE01